

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.

⑤ 日本国特許庁 (JP)
 ⑥ 公表特許公報 (A)

⑦ 特許出願公表

昭58—501458

⑧ Int. Cl.¹
 A 61 F 1/00
 A 61 B 17/00

識別記号
 101

庁内整理番号
 6580-4C
 7058-4C

⑨ 公表 昭和58年(1983)9月1日

部門(区分) 1(2)
 審査請求 未請求
 予備審査請求 未請求
 (全 14 頁)

⑩ 血管またはその他の近づき難い位置に適用する装置およびその使用

⑪ 特 願 昭57—502846
 ⑫ 出 願 昭57(1982)9月15日
 ⑬ 翻訳文提出日 昭58(1983)5月13日
 ⑭ 国際出願 PCT/SE82/00283
 ⑮ 国際公開番号 WO 83/00997
 ⑯ 国際公開日 昭58(1983)3月31日
 優先権主張 ⑰ 1981年9月16日 ⑱ スウェーデン(SE)
 ⑲ 8105510-5
 ⑳ 1982年4月30日 ㉑ スウェーデン(SE)
 ㉒ 8202740-0
 ⑳ 発 明 者 ヴァルスステン・ハンス・イヴァール
 スイス国ツエーハー—1141デネンス・ヴ

イラ・ブレーブワゼ(番地なし)
 マース・デールク
 スイス国ツエーハー—8125チューリッヒ
 ・ツオリケル・ベルグ・ラングヴァット
 シュトラッセ21
 ㉓ 出 願 人 ヴァルスステン・ハンス・イヴァール
 スイス国ツエーハー—1141デネンス・ヴ
 イラ・ブレーブワゼ(番地なし)
 ㉔ 代 理 人 弁理士 山下白
 ㉕ 指 定 国 AT, AT(広域特許), AU, BE(広域特
 許), BR, CH, CH(広域特許), DE, D
 E(広域特許), DK, FI, FR(広域特
 許), GB, GB(広域特許), JP, LU, L
 U(広域特許), NL, NL(広域特許), N
 O, SE(広域特許), SU, US

(a)

請求の範囲

- 1 つる成形の螺旋形ばね(1,56,78,80-82)と、ばねを所定の直径の第一状態(第3図、第4図)からより大きい直径の第二状態(第2図、第4図)まで伸張させたその間に収縮させるための手段とを備えた装置であつて、それによりばね(1,56)の長さ(1)を維持した状態でばねの内周部(58,59)を相互に相対回転させてそれにより前記の長さ(1)内のばねの巻回数を減少させ且つばねのピッチ(1)をそれに応じて増加させることにより前記第一状態から前記第二状態への遷移が容易なようにし、またはばね(1,52)の所定長(1,3)にばね(1)の前記の長さ(1,4)の少くとも一箇所においてさらばね(1)の材料を供給してそれにより前記第一状態から前記第二状態への遷移が前記の長さ(1,4)内のばねの巻回部分のピッチおよび数と同様なくなるようにするために前記(55,51)が配置されていることを特徴とする装置。
- 2 ばね(56)の一端部(58)がばね(1)の内側に中央に配置されたシャフト(42a)に取りつけられ、一方ばね(56)の他方の端部(59)がシャフト(42a)を囲繞するスリーブ(42b)に接続されそれによりシャフトおよび/またはスリーブの相互の相対回転によりばね(56)の直径が増加または減少せしめられることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の装置。
- 3 ばね材料(29)がばねのつぶれを生ずるしそれを減少させるために軸方向横断面において見るときに半徑方

(a)

- 向に扁平化した形状を有していることを特徴とする請求の範囲第1項または第2項に記載の装置。
- 4 ばねとともに伸張するように巻回されたばねを囲繞する伸縮性組織のストッキング(75)を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第3項までのいずれか1項に記載の装置。
- 5 ばね材料(78)が半徑方向の貫通した凹部(79)を備え、該凹部(79)の間に軸線方向のしがも横方向の小さい部が形成されそれによりばねの伸縮能力を増大させたことを特徴とする請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項に記載の装置。
- 6 ばねが同一面に広がる二重の螺旋形ばねからなり、螺旋要素(80,81)が螺旋方向に分布せしめられ且つ軸線方向に延びる横部材(82)により連結されていることを特徴とする請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項に記載の装置。
- 7 横方向部分または横部材(82)が中央に配置された半徑方向に向いた肩部(85,86)を備えそれによりばねの巻回した巻回部分を重なり合わせることができるようにしたことを特徴とする請求の範囲第5項、第5項または第6項のいずれか1項に記載の装置。
- 8 多孔性組織のストッキング(84)がばね材料の實質的に全長にわたつて螺旋要素(78,80-82)の個々の巻回部分を囲繞していることを特徴とする請求の範囲第7項に記載の装置。

8. ばね(90)がその少くとも一端部(91)において直徑減少部分を有することによりその適用後フィルムとして作用するように設計されていることを特徴とする請求の範囲第1項から第8項までのいずれか1項に記載の装置。

10. 皮筋を展開するばね(90)の直徑減少部(91)の各回部分の間の距離が約5 μ であることを特徴とする請求の範囲第9項に記載の装置。

11. 多孔性組織のストロファンゴ(85)がばね材料の全長にわたって螺旋形要素の個々の回部分(80,81)を隔離し、そして螺旋形材料の外側で横方向に延びてそれにより前記螺旋形材料の隣接回部分内で螺旋形材料を重ねることを特徴とする請求の範囲第6項または第7項のいずれか1項に記載の装置。

12. ばねの周囲部分と同一平面を占有しかつ一方の端部(96)がばねに取りつけられる軸方向に延びる細長い部材(94)を備え、かつ前記部材(94)に取りつけられかつ該ばねとともに拡張されるように意図された該ばねを隔離する多孔性材料の伸縮性ストロファンゴ(95)を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第10項までのいずれか1項に記載の装置。

13. コイルばね(36)の内部に配置された円筒形の管状キャリヤ本体(37)を備え、前記キャリヤ本体(37)は中央部分(47)を備えかつばねの端部(38,39)において相互に相対回転可能な端部分(40,41)を備え、ばね(36)の端部(38,39)がそれぞれの端部分(40,41)に連結され、さ

らに、手段(42,43,44)を備え、前記手段(42,43,44)により前記端部分(40,41)を相互に相対回転させてばね(36)を伸縮させることができるようにしたことを特徴とする請求の範囲第1項から第12項までのいずれか1項に記載の装置。

14. 前記手段が一方の端部分(41)に連結された同軸部材(42)を備え、前記部材の内側要素(42a)がキャリヤ本体(37)を通して延びかつその端部が他方の端部分(40)に連結され、同軸部材(42)の外側の自由端部に列針子(43,44)が配置されていることを特徴とする請求の範囲第13項に記載の装置。

15. 血管中の一方の位置に収縮状態にあるばねを有する請求の範囲第1項から第14項までのいずれか1項に記載の装置を導入し、前記装置を血管の別の位置に体内管路を経て移送し、血管中の前記別の位置に於いてばねを伸張させてばねを自己固定せしめ、そしてばねの収縮後、血管からばね以外の装置を取り外すことを含んでいる血管中に人工血管を体内管路を経て移植する方法。

16. 血管の内壁にばねの内圧を与えるように負荷されていない状態で前記他方の位置に於ける血管の内圧よりも若干大きい直徑を有するばねを送入する工程を含む請求の範囲第15項に記載の方法。

明 記 書

発 明 の 名 称

血管またはその他の近づく位置に適用する装置およびその方法

技 術 分 野

本発明は例えば生きている動物または生きている人間の体内の血管の内部に適用しうる装置に関する。この装置は所定の直徑の第1の位置からより大きい直徑の第2の位置に拡大させることができるまたはその逆に縮小させることができる湾曲したコイルばねを備えている。

本発明は血管、気管またはそれと隣接する部位のための拡大する装置により強制的な体内管路の移植(transcatheter implantation)のために特に有用である。本発明のこの装置により、治療した血管またはその他の器官の内壁または人工の組織によりクレンジングを施すことができる。

外科技術およびその他の外科技術においては、例えば血管、尿管またはその他の近づく位置に装置を導入して拡張することが必要であり、この装置の機能は前記血管または尿管等を拡張することであり、この装置は自由端部により恒久的な拡張をもたらすために所定位置に拘束される。

本発明による装置は多種の機械的な用途に使用することができ、そして、その例としては、ある形態の血管の拡大または血管の収縮を含むその反対の操作によりした

らされる異なる形態の組織への使用を挙げることができ、従つて、さらに詳細的に述べると、本発明は静脈系口口口ある血管を支持しかつ保持し、人工血管エレメントを支持し、病的な血管の狭窄部位を閉じ、病的な血管の拡大および血管の内側の狭窄部位を後かけしまたは血管支管または血管を安定させるために使用することができる。本発明はまた例えば大動脈に適用することにより動脈硬化の形成を阻止するために血管壁のためのフィルムとしての役目をするように設計することができる。しかしながら、本発明は前述した用途に限定されず、これらの用途は単に例として考慮されなければならぬ。

背 景 技 術

米国特許第3,868,956号明細書には、例えば血管の中に挿入した後に拡大させることができる装置が記載されている。この装置の作用部分はいわゆる「記憶作用」を有する合金合金、すなわち、加熱されたときにその初期の形態に復帰する物質を使用することに基づいている。この先行技術においては、この物質の加熱は電気加熱によつて行われ、この装置が重受位置に挿入される。しかしながら、この既知の技術は電気抵抗加熱を組織の組織に伝達して行わなければならないという基本的な不利点を有している。なるほど、前記米国特許明細書(第3,868,956号)には装置を血管の中に挿入するときに

き者の血漿が凝固媒体として作用することが述べられてはいるがしかし血漿もまた加熱されたときに固ましくない凝固を生ずる凝固物質である。

発明の要約

本発明の目的は既知の技術の欠陥を回避した伸張可能な装置を提供することである。

本発明は伸張させることができるるる形のコイルばねを備えた装置を使用することに基づいている。本発明は好適な機械的な装置によりばねにより小さい直径またはより大きい直径が与えられるという原理に基づいている。これにすべてが同じ基本的発明の概念のわくの中に包含される二つの主要な異なる方法で行うことができる。以下、これらの方法の二つの内について記載する。

第1の方法はばねの長さを一定に維持しながらばねの内端を相対回転させそれにより前記の一定の長さ以内でばねの端部をばねのピッチをそれに応じて増大させることによりばねの小さい直径から大きい直径への移行が起るようにするからなっている。ばねの直径を減する第2の方法は所定長のばねの少くとも一端部において所定長のばねからばね材料の一部を取り外してより大きい直径からより小さい直径への移行が前記の長さ内でばねのピッチおよび直径と無関係に起るようになることにある。ばねを前記のその他の方法で伸張させるためには、勿論、三つの操作が行われる。すなわち、付加的なばね材料が前記の長さのばねに供給される。ばね

り調整が起ることがある。このようにばねのつづれが起るおそれなくすかまたは減少させるために、伸張方向に延びるガイドバーをばねの両端に配置することができる。ガイドバーはばねの両端上で固定しうるように配置されそれによりばね材料はばねの伸張に関連して伸張方向に移動することができる。

本発明による別の一定態様においては、伸張方向に延びる支持装置を固定されたガイド装置を担持するばねの両端に配置することができる。この固定されたガイド装置を介してばね材料をばねの伸張に関連して伸張方向に移動させることができる。

ある場合、例えば、ヘルムまたは組織破裂の装置には、全長のうちの固定された部分にわたってばねの両端の間により大きい直径を有するばねを選択することが望ましいかもしれない。これは定期的に二つの異なる方法で達成することができる。別の一つの方法はばねの所定の長さにわたってより大きい直径部分を有するように上記の固定されたガイド手段を分布させることに基づいている。第2の別の方法はばねを当初より高い密度で巻くまたは既成の部分で製造することからなっている。また、これらの二つの別の方法の組み合わせも勿論適用上使用することができる。

前述したつづれのおそれがある程度からばね材料を均一化された形状またはバンドの形状に製造して付料のより大きい寸法を伸張方向に延びる横断面に配置するよう

の直径を変更するこの第2の方法は望まなければ前記の長さ以内でばねのピッチおよび直径を維持して行うことができる。

勿論、上記の方法は両方共コイルばねをより大きい直径の状態でより小さい直径に変更したその逆に小さい直径から大きい直径に変更するために使用することができる。

本発明による装置の好ましい一定態様においては、より大きい直径はコイルばねの負荷されていない状態に大幅に対応している。これはばねの収縮がそのばね抵抗に抗して起り、一方その伸張が無負荷状態で張力を除去したときに起ることを意味している。

ばねを伸張させる上記に概説した第1の方法を使用する時、ばねの一端部はばねの内端の中央に配置されたシャフトに取りつけることができ、一方その他方の端部は前記シャフトを囲繞するスリーブに連結される。シャフトおよび/またはスリーブを相対回転させることにより、ばねの直径を増大させることができる。ある位置で適用した後にコイルばねを取り外すことができるようにするために、シャフトおよびスリーブをばねに取り外してあるように連結することができる。

ばね材料について小さい寸法のコイルばねを使用する場合に、意図した位置でばねを選択しかつばねを伸張させることに伴って、別の材料のばねの両端部分が一方の端に寄りかかつて所望の支持作用が得られたいとい

に達成すべきである。ばねを定期的に長方形の横断面を有するように設計することが望ましい。

本発明の好ましい一定態様においては、円筒形の骨格シャフトがコイルばねの内端に配置され、中央部を備えかつ互いに駆動するばねの両端において両端部を備えており、ばねの両端はそれぞれの両端部間に連結されている。この装置はさらにばねを伸張させるためにその助けにより前記両端部分を互に相対回転させることができるよう手段を備えている。前記の両端部を回転させるための手段は好適には一方の両端部に形成された同軸ケーブルを備えており、該同軸ケーブルの内端の両端部はシャフトを通して延びかつその両端が両方の両端部に連結され、また両端部の間に所望の相対運動を与えるために同軸ケーブルの外端の自由端部に回転子が配置されている。

本発明による装置のこの装置の一定態様に開示して、シャフトの両端部は中央部分に対して軸方向に固定させることができそれにより中央部分とそれぞれの両端部との間の隙間にはばねの両端を収容しうるように取り付けすることができる。この場合にも、ばねの少くとも一方の両端部を同軸ケーブルの自由端部に配置された駆動により軸方向に移動しうるように位置すると好適である。同軸ケーブルの自由端部に配置された部材は第2の両端部を回転させることと伸張方向の位置を行うことの二重の機能を遂行にはたすことができるようになっ

ている。

本発明による特に好ましい一実施態様においては、ばねの両端において軸方向に延びる支持部材が配置されている。前記支持部材の一方の端部にはばねが取り付けられ、そしてその他方の端部には固定されたガイド部材が設けられている。ばねの伸縮に連動して、このガイド部材を通してばね材料を移動させることができる。

別の態様として、支持部材の両方の端部には固定されたガイド手段を設けることができ、このガイド手段を通してばね材料を移動させることができる。この実施態様においては、ばねの両方の端部においてばね材料を両方の方向に同時に送ることができる。

別の実施態様によれば、本発明の装置は周知にはおなじみである細長いキャリヤ本体と、円筒形のカセットハウジングを含む前記キャリヤ本体の一方の端部に配置されたカセットハウジングと、カセットハウジングの中に入り込んで保持された送りシリンダとを備えており、前記送りシリンダはその両端部分がカセットハウジングの内壁と係合している。この装置を使用して、送りシリンダを一方またはその他方の方向に回転させることによりばねをカセットハウジングと送りシリンダとの間のニップ分の中で押出すように移動させることができる。この実施態様においては、カセットハウジングの内壁に台ねじを設けることができ、この台ねじの中でばねを移動させることができる。そのうえに、送りシリンダの

ができ、その後ばねを釈放しそして装置の換装部分を適用位置から取り外すことができる。この可能性は前述した本発明の他の実施態様ではこの既知の技術において開始した伸長操作を逆にすることができるとして全く知られていない。

例

以下、本発明を添付図面に示した例としての実施態様により詳しく説明する。これらの実施態様が単に本発明を例示するために意図したものであり、特許請求の範囲により限定された範囲を制限するものではないことを留意すべきである。添付図面には下記の図を例示してある。

第1図は本発明による装置に使用するためのコイルばねの斜視図を示し、

第2図はキャリヤ本体を収めたコイルばねの断面図を示しそして伸長した状態にあるばねを示し、

第3図は第2図に示した装置と同じ装置を示ししかも収縮した状態にあるばねを示し、

第4図は第1図は本発明によるコイルばねからばね材料を除去する原理を概念的に例示し、

第5図および第6図は第4図は第4図に示した原理と同一の原理に基づいた実施態様を示し、

第7図は外力の作用を受けたコイルばねの可能性を概念的に示し、

第8図はガイド装置を使用したコイルばねの断面図

外面に例えばゴムまたはプラスチックの厚膜コーティングを形成すると好適である。

人工血管を移植するための外科手術においては、ある理由から例えば血管の内部に多孔性の組織を設けることが望ましい。これに関連して、本発明によりばねの外壁または内壁に多孔性組織のストッキングを設けることが可能であり、前記ストッキングはばねとともに所望の位置に移植することができる。このストッキングは多孔性組織の伸縮性によるかまたは重なり合うように折り曲げることによりばねの直径に合わせて調整することができる。

本発明による装置に含まれる構成部分の材料の選択については、この点について随意的であるものは先づコイルばねである。このばね材料としては、医療受容性の材料、例えば、不锈钢またはその他の金属合金または同様に既述して使用されるプラスチックを点検すべきである。

その他の特徴および別の実施態様は以下の説明および本発明の特許請求の範囲から明らかであろう。

例えば、上記の本発明の特許請求第3868956号明細書に記述の技術と対比した本発明の技術のさらに本質的な利点は、本発明による装置が可逆操作可能であり、すなわち、ばねを適用後先づ伸長させることができ、その後ばねを装置のその他の部材から釈放する前に例えばX線によりばねの位置および固定が正しくあるかを検査すること

を示し、

第12図は第11図の装置を拡大して示し、

第13図は第12図を1-1線に沿って取った断面を断面を示し、

第14図は支持部材および固定されたガイド部材を備えたばねを概念的に示し、

第15図は第14図の装置の別の断面を示し、

第16図は支持部材およびガイド部材を備えたばねを概念的に示し、

第17図は別のガイド部材の断面を示し、

第18図は第17図によるガイド部材を上方から見た場合を示し、

第19図は本発明の装置の一方の実施態様の全体図を概念的に示し、

第20図は本発明による装置の別の実施態様の全体図を示し、

第21図は第20図の装置の別の実施態様の断面を拡大して示し、

第22図は第21図に示した断面の断面図を示し、

第23図は多孔性の組織を適用するための本発明による装置を示し、

第24図は図面を有する扁平なばね材料を使用した一実施態様を示し、

第25図は種子状の二重ばねとして設計された一実施態様を示し、

第24図および第25図は図1の装置を重なり合わせることであるコイルの一実施態様を示し、

第26図はこの装置のばねの一実施態様を示し、図示のばねが弾力作用を有しており、そして、

第27図はばねが多孔性組織で形成されている別の実施態様を示している。

以下の説明においては、本発明による装置が欠陥位置を含む血管に対して使用され、欠陥位置においては血管が比較的太い直径を有し、一方この装置が血管の中に挿入される位置では血管がより小さい直径を有していると仮定している。しかしながら、本発明による装置はまたこの装置が比較的一定の直径を有する血管の中に挿入されそれにより遠位体所に移すためのこの装置の挿入に関連する血管内腔の損傷を回避する場合には使用することができる。

従って、本発明による装置は図2の装置が機械的手段により収縮状態に維持することができ、収縮状態が小さくまたは挿入位置における血管の直径よりも小さいために問題の血管が比較的太い直径を有している容易に接近可能な位置で挿入することができる。コイルばねを挿入した装置は図1の血管の中に挿入され、そして欠陥位置に移される。欠陥位置において、コイルばねは図1の外径が欠陥位置における血管の直径と等しくなるかまたはそれよりも若干大きくなるまで機械的に拡張せしめられる。次いで、コイルは本発明によ

る装置のその他の部分から圧縮に解放され、そして装置の残りの部分を除去した装置からの弾力性をばたすために欠陥位置に挿入することができる。もしも図1の装置が図1の状態でのばねの直径が血管の内径よりも若干大きい場合に解放されるとすれば、ばねはある程度の圧力により血管内腔と結合して血管を固定する。この程度の圧力の大きさは予め計算することができ、従って所望どおりに選択することができる。

図1の装置の第1図、第2図および第3図には、原則として、いかに本発明の一実施態様による螺旋状のコイルばねの直径が変化しうるかを示してある。第1図は図解的に示した長手方向の軸線2を有するコイルばねを図解的に示している。ばねの両端には、図1および4を付してある。第1図のコイルばねは休止位置の状態にあると仮定しており、すなわち、コイルばねは外力の作用を受けていないときに有する形状で示してある。もしもばねの両端3、4が外力の作用により図1、4の方向に長手方向の軸線2のまわりに回転せしめられるとすれば、ばねの直径が減少するとともにばねの両端がそれに応じて増加する。第2図には、休止位置におけるコイルばね1を断面図で示してある。第3図では、第1図に関する説明により同じばね1を直径減少後の状態で示してある。ばね1は第3図の位置では直径03を与えられており、直径03は第2図の直径02の約であり、ばねの両端は休止位置における両端の3倍になっている。ばねの長

さは変化してはいないので、第3図による位置におけるコイルばねのピッチ03は第2図による休止位置のピッチ02の約である。

第2図および第3図には、ばね1を第3図による収縮した状態において安定させる機能を有する円筒形の中央部分7がタッピン部で示してある。

第4図ないし第7図には、本発明による別の実施態様の原理を示してある。この実施態様によれば、コイルばねの直径が図1のピッチを変えて起るようになっている。第4図による休止位置におけるコイルばね1は直径14、長さ14およびピッチ04を有している。第5図では、同じばねを示してあるが、第4図による直径14の約半分に減少した直径05を有している。しかしながら、この状態では、ばねは異なるピッチの二つの部分14および15を有している。部分14はばねが休止位置において有する長さ14およびピッチ04と同じ長さおよびピッチを有しており、一方部分15は14よりも可成り小さい長さ15および04よりも可成り小さいピッチ05を有している。第4図による休止位置から第5図による状態までの直径の減少はばねの両端を第1図ないし第3図に示したのと同じ状態で解放することにより得られる。このようにして、収縮したばねを異なるピッチの二つの領域に分割することが容易な機械的手段により行うことができる。

第6図には、第4図と同じばね1であり、しかし直径04の約半分に減少した直径06を有するばね1を示して

ある。このばねは二つの部分14および15を有している。部分14はばねがその休止位置において有する長さ14およびピッチと同じ長さおよびピッチを有している。部分15については、ばね1は同心の扁平な螺旋形のばねを形成している。

第7図には、第6図による螺旋形ばねの断面図を示してあり、この図から部分15の外観が明瞭である。従って、この実施態様においては、ばねの全長14およびピッチ04がばねの休止位置における全長およびピッチと同じである。ばね1の休止位置から第6図および第7図による状態までの変化は前述の機械的手段により行うことができる。

第1図ないし第7図には、例えば外科手術を可能にするために本発明による螺旋状のコイルばねの直径をいかに増えることができるかを示してきた。以下、コイルばねを所望どおりに伸縮可能にするためにある異なる機械的手段方法について記載する。

第5図による実施態様の部分14はまた拡張状態でばね1の部分を供給するコイルばね1の格納部分であると考えられることができる。第8図ないし第9図には、各部分の原理が応用される装置の断面図および平面図をそれぞれ示してある。格納部分14においては、螺旋状の各部分15が互いに密着して配置されている。第8図および第9図は2つの長手方向に回転する小さい送りローラ15および16の間に形成されたニップを示して送りが行わ

れそれにより変形の材料が矢張り、8の方向に収束せられかつローラのニッソの溝部17で送り出されるように制御される状態を図解的に示している。第8図および第9図は休止位置に拡張した後のコイルばねの部分Aを示している。

本発明による装置によるコイルばねの適用については、適用後に異なる状態に適応させるために外部から0操作によりばねの長さを必要だけ変更することも可能である。従つて、このばねは伸張前、伸張中、伸張後に軸線方向に圧縮してそれによりその状態例えば中立の位置に保持されている状態に、そして、中立状態を超えて伸張状態にすなわち軸線方向に伸張させることができる。この装置の構造には、ばねに与えられた強力0観点からばねをさらにそれ以上に安定させることができる。

本発明による技術を手術に適用する場合に、収縮したまたは減少した状態でのコイルばねの直径が8=さいし10=よりも大きくないようにすると好適である。伸張状態におけるばねの直径は12=さいし30=の範囲とすることができる。例えば約15=の厚さを有する不銹鋼の管で製造されたコイルばねについては、例えば8=から12=までの伸張、すなわち、50%の伸張度または150%伸張度(12/8=1.5)が得られる。この材料を使用することにより休止位置において伸張状態において約50=の距離を有するコイルばねを製造することが不可能であることが判明した。真鍮により溝部0

1=はねが前記の欠陥を除去するその更なる機能をはたすことができる。すなわち、その作用を制限する作用をするからである。

本発明によれば、かかるばねのつづれを生ずるおそれコイルばねに収縮状態および伸張状態の両方において該コイルばねに作用する固定装置を設けることによりなくすことができる。また、たとくも本発明に阻止することができる。第11図、第12図および第13図はかかる固定装置を備えた本発明による装置の一例を示している。第11図は収縮状態を符号21で示し、そして伸張状態を21bで示したコイルばねの部分Aを図解的に示している。この図では、コイルばねのたわみ3個のガイド部材22を介してある。第11図から明らかであるように、ガイド部材22は相互間の距離012において共通の可撓性のしかも比較的剛性の部材23上に配置されている。第12図は第11図の装置の断面を拡大して示し、そして第13図は第12図を1-1線に沿つて取った断面を示している。第12図および第13図から明らかであるように、コイルばね21はガイド部材22の穴すなわち、開口部24を通してはび、一方溝(スレッド)23はガイド部材22の穴25を通してはびている。

第5図および第6図に示した実施態様については、ガイド部材23を部材23に固定して取りつけるように構成すると好適である。このようにして、ピン012が収縮状態から伸張状態において維持され、すべてが第

あるすべてのばね材料について材料の厚さと伸張数との間にある関係があることが判明した。この関係は材料により左右されるが、一般的には、所望された伸張数が高い程、選択すべき材料が薄くなる。一例として、直径8=の収縮状態から直径30=の休止位置にするため、すなわち、伸張数3.8を得るためには、1=の幅および約15=の厚さを有する不銹鋼材料のスチールバンドが必要であるといえよう。全く一般的には、鋼またはバンドの厚さに関する好適な間隔は約0.08=さいし0.30=である。バンド材料の幅については、好適な間隔は約0.3=さいし2=である。換言すると、これは本発明による装置を外科手術の目的に使用するために大抵の場合にコイルばねを製造するために鋼またはバンドの形態の薄い材料を使用しなればならぬことを意味している。しかしながら、かかる材料に基づきコイルばねは例えば欠陥のある血管に適用されるときに十分に満足に口管を支持する。

実際には、薄い材料で製造されたコイルばねが伸張状態で機械的に不安定になる傾向を有していることが判明した。従つて、このために、適用後にばねの軸線方向につづれを生ずる。第10図には、薄い材料で製造されたコイルばねが適用後の伸張状態における不安定により生ずる状態を図解的に示している。ダッシュ線は内部にばねが伸張した血管の断面を示している。コイルばねのこのような不安定は望まざるべきである。その理由はこ

5図および第6図に開示した説明に合致している。

第13A図は伸張状態において固定されたガイド部材により安定化されるコイルばねの一例の状態を示している。好適には薄い金属製のバンドで製造されたコイルばね21はその一部21aにおいて軸線方向支持部材23aに固定して取り付けられている。支持部材23aは好適には相互に取付けられた1個の可撓性バンドまたは2個の可撓性バンドからなっている。コイルばね21の他方の一部21bは長方形の開口部を有するループの形態のアーの固定されたガイド部材22aにより支持部材23aに連結されている。この実施態様におけるばね21が実用のために十分に安定してありかつばね21の部分が支持部材23aにより安定されかつ相互に連結されていれば充分であることが意外にも判明した。単一のガイド部材を備えたこの実施態様の利点はばねを単一のガイド部材に過しさえすればよいということからばねの伸縮が容易になつてゐることである。

第13b図はガイド部材22aおよびその支持部材23aへの連結部分の好適な設計を拡大して示している。ガイド部材22aはループ状の突起部を有するバンドを使用して形成され、このバンドは支持部材23aとともに長方形の凹部22aを形成している。前記凹部22a中ではばねバンド21を容易に滑動させることができると同時に安定させることができる。

また、別の態様として、第13A図および第13B図によ

る状態に固定した状態を保持する23aの大きさの固定ガイド部材を配置することにより変更することができる。このようにして、ばねバンド材料はばね21の両面の中に進入したばねの両端から送り出すことができるが、これはまた同時にばねの収縮に関連して長さのより長いばねバンド材料をばねの両面に供給しなばねはならぬ場合に大きい伸張数において有利である。

この実施態様については、もしも固定点23aおよび22aの間の距離が中立の位置でいまい状態でのばねの通常の長さよりも長くなっているれば、伸張状態においてばねをより良好に安定させることができる。

しかしながら、第2図および第3図による実施態様においては、ガイド部材22が第23上に固定しうように配置されそれによりコイルばねのピッチを前記した状態により変更することができる。

第14図はどのようにして伸張した停止位置で安定せしめられたコイルばねの位置関係を図解的に示している。

コイルばねの材料が螺旋にはね(スレッド)またはバンドの形態であり、すなわち、コイルばねの材料が螺旋状の断面において円形または扁平化された形状を有していることを示した。バンドの形状の材料であるコイルばねがより安定してよりそして傾斜したりまたはつぶれる傾向がより少ないことが判明した。しかしながら、図して、バンドの型に決限の理由から1mmをいし1.5mmを所えないようにすべきである。この値をさらに

し、またダッシュ線32は第15図の穴25に相当している。この図から明らかさうに、中央部33および34は90°異なる角度で互いに交差している。それにより、ガイド部材は特に固定してコイルばねのピッチ角に対して調整することができる。そしてこの調整でばねの位置を変更するときコイルばねの動きが容易になる。

第17図はより手前を行くための第15図の形状の主要部分の断面図を示す。

コイルばね36は収縮した状態で円筒形のキャリヤ本体37のまわりに配置されている。このキャリヤ本体37は管状の中央部分47および基部部分40,41を備えている。基部部分40,41は軸線シン45により相対的に回転させることができる中央部分47に対して軸線方向に固定可能である。キャリヤ本体37の一端部においては、可撓性の回転テーブル42が一方の基部部分41に介装されている。この回転テーブル42は外周の半径部分42aと内周の半径42bとを備えている。内周半径42aは基部部分41およびキャリヤ本体37の中央部分47を介して第2基部部分40に至るすべての部分を介して及びそして第2基部部分40に強固に取り付けられている。

回転テーブル42の自由端部には、端部部材43,44が配置されており、そのうちの一方の端部部材43は回転テーブル42の外周部分42aに接続され、一方他方の端部部材44は回転テーブル42の内周部分42bに接続

大きくすると組織の成長を助け、その結果特定の集合圧力がより低くなるために固定状態が低下する。特定の集合圧力を高くすることは、それによりバネメカニズムにより適用したばねの軸線方向の位置が得られる血管中へのばねの適用に不可欠なより良好な固定が得られるので好ましい。ばねの固定状態を改良する一つの方法はばねの外面を例えば吸引仕上げにより粗くすることである。ばね材料にはまた押込みにより外方に延びる突起部を形成することができる。または別の態様として、バンド材料を例えば押込みによるかまたはレーザを使用することにより穿孔することができそれによりより良好な固定が得られ、またはばねが選択された領域における組織の成長が容易になる。

第15図は大きい伸張数においてまた良好なばねの安定性を示るガイド部材の主要態様を拡大して示している。ガイド部材27は略率的に示したようにバンドの形状のコイルばね29を案内するための長方形の凹部28を備えている。凹部28の寸法はばねが伸張せしめられるときにコイルばね部材29が凹部を占めて容易に移動できるように選択されると好ましい。同時に、コイルばねの動きが阻止されそれにより傾斜力がガイド部材および穴25の中に配置されたガイド部材と組み合わされた線により吸収される。

第16図は上から見た対称したガイド部材30を示す。ダッシュ線31は長方形の溝部を有する凹部を示

れている。

コイルばね36の一方の基部38は基部部分40を軸線方向に位置することによりキャリヤ本体37の中央部分47と基部部分40との間に形成されたスリット46の中に挿入することができる。コイルばね36の他方の基部39は同様に基部部分41を軸線方向に位置することにより基部部分41と回転テーブル45との間に形成されたスリット48の中に挿入することができる。

スリット46および48のそれぞれの中でのコイルばね36の基部38,39の移動ならびに基部38,39のスリット46,48からの脱出は端部部材44の動作による回転テーブル42の内周部分42bの軸線方向の位置により行うことができる。基部部材はまた軸線方向の位置を生ずるように操作される。第1図に示し第3図に例示した順序によりコイルばね36の両方の基部38,39の相対回転は端部部材43,44を相対的に移動させることにより行われることができる。

第17図に示した図では、中央貫通通路49が形成されている。通路49により内腔、医療器具のためのその他の器具を血管の中に入入、挿入することができる。

図示した装置の強さは簡単に述べると次のとおりである。第17図に示した状態、すなわち、コイルばね36が収縮した状態では、それぞれスリット46,48に取り付けられたコイルばね36を備えたキャリヤ本体37が血管の血管の管腔に接近しうる位置に挿入されそしてより

り大きい直径を有する穴位置に迅速に挿入される。コイルばね56の伸張は部材43,44を相互に相対回転することにより得られる。コイルばね56が強力な作用しない状態または有制限に強力な作用しない状態まで伸張した時、その部材38,39は部材43,44を相互に軸方向に位置してスリット46,48を抜けることにより解放される。このようにして、コイルばね56の両端部38,39が解放され、その後同軸アーム42およびスリーブに取りつけられた支持本体37を血管から取り出すことができる。

第18図には、外科手術を実施するための全体を第15図で示した器具の形態の本発明による装置の別の実施態様を示してある。この装置は第5図に示したばねの原理に基づきかつ第13図および第15図に示した導線係に開示している。第18図では、ばね52が収められた状態で示してある。ばね52の軸線方向に延びる支持手段53およびばねの一端部54に係合に取りつけられ、一方はばね52の他方の端部は支持部材55に配設されたガイド部材55を通して移動しうようになっている。ばね52および支持部材53は該支持手段53の各端部に1個づつ設けた開示していないラッチにより閉鎖状態に固定され56に取りつけられている。これらのラッチは例えば各々が中空本体56および該本体に連結された同軸アーム57の内部を延びるワイヤにより支持部材55の両端部から解放することができ、従つてこのよう

にして血管から閉鎖することができる。

同軸アーム57と支持部材55の部材55との間にはばねがキャリヤ本体56のまわりに回り58で示すように比較的固定してきまつけられている。ばね52の同軸アーム57に配設した部材62はスリーブ59に解放できるように連結されている。スリーブ59は円筒形のキャリヤ本体56を圍繞しかつ同軸アーム57の中に同心的に配設された可撓性のチューブにより回転させかつ軸線方向に移動させることができる。

ばね52の伸張はスリーブ59を回転することにより行われ、スリーブ59に配設して格納されたばねの余分の部分はガイド部材55を通して移動するばね52と同時に伸張する。ばね52の伸張中、スリーブ59は可撓性チューブの軸線方向の移動により強かに前方に移動せしめられる。

ばね52の全長は該ばねの伸張が血管の閉鎖状態により定められるときに短い長さのばね材料のみがガイド部材55の位置に配設されるように予め調節されている。外科医がばね52がその正しい位置に配設されていることを確認したとき、ばね52はキャリヤ部材53とともに前記ラッチおよび部材60の取りつけ部分を解放することにより解放される。もしもこの器具の運用について通知したばねの長さが不適当でありして取り替えることが必要であることが判明すれば、この装置はスリーブ59を反対方向に回転することによりラッチおよび端

部60を解放する前にばね52を締め止めることにより実施することができ、それにより、器具を取り出すことができ、そしてばね52を好適な全長を有する別個のばねに取り替えることができる。

本発明の別の実施態様によれば、中空本体56の内部に格納してきまつけられたばねの余分の部分53はスリーブの中に格納することができ、そして好適な状態によりガイド部材55(第18図)を通して前記スリーブから送り出すことができる。この実施態様は第19図および第20図に軸線方向断面および側面方向断面で示され示してある。

この実施態様によれば、送りシリンダ63が内腔部ハウジング61の中に固定して装嵌されている。ハウジング61の中では、カム66が切動されて内部の内腔部67を形成している。送りシリンダ63の先端はカム64により決められている。

この装置を使用するとき、コイルばねのバンド72が血管および67の内腔に配設され、そして送りシリンダ63の上に設けられたカム64が部材68-69(第20図)にあつてバンド72に対して加圧作用する。さて、もしも送りシリンダ63が矢印71の方向に移動せしめられれば、ばねバンド72がガイド部材55(第18図)を通して前進せしめられそれと同時にばねが伸張する。カム64を有する送りシリンダ63が血管および67の全長に於つて該血管の内腔と係合する間

から、もしも送りシリンダ63を反対方向に回転させるとすれば、ばねバンド72を後方に引込めることができ、コイルばねが収縮する。

第19図および第20図によりばね材料の余分の部分をケーシングの中に格納する利点は重要である。従つて、ばねの余分の部分がケーシングの中で配設されている観点からコイルばねの伸張は過度の損傷を及ぼしたりまたは解放することは全くない。そのうえ、該ガイド部材55(第18図)を通してのばねの送り機構および案内によりばねのその全長に於つた非常に均一かつ制御された伸張が得られる。この装置の利点はばねの移動が可成り容易にできることを示している。

ある場合には、例えば、血管の閉鎖を阻止するために、閉鎖した血管またはその他の血管の内腔を例えば多孔性の人工組織でクリーニングを施すことが望ましいかもしれない。すべてのこのようなクリーニングは本発明による装置を使用して施すことができる。

第21図は支持部材23Aを備えた取締状態に於ける第15A図によるばね21の横断面を概念的に示している。円筒形のストロッキング73の形態の多孔性組織がばね21のまわりに配設されかつ細い部24によりキャリヤ部材23Aに取りつけられている。この組織73は所定位置75および76において巻き回すように折り曲げられて取締状態のばね21を緊密に圍繞している。ストロッキング73は所定位置75に配設された軸線方向に延びる溝

金属ワイヤ77によりこの位置に保持されている。

ばね21がそれを閉鎖するストッキング73とともに例えば第17図による器具により損傷部位に挿入された後、金属ワイヤ77が取り除かれてそれによりばね21を伸張させる。ばね21が伸張する間、ストッキング73が完全に開かれそして最終的には例えば血管の損傷部位の内面に緊密に係合せしめられる。

前述した実施形態の代替として、円筒形のストッキングは勿論伸縮性材料で製造することができる。この伸縮性材料はばねの伸張に反応して該材料を二重に折り曲げさせて伸張状態に延伸させることができる。このような材料としては、例えばトリコットの形式の例えば丸い編織したまたは丸い編織した編織のノックの物品を使用することができる。このような代替としての実施態様は勿論例えばばねが収縮状態にある器具が比較的に一定の直径の血管の中に挿入された時点でしかも血管中への器具の挿入に関連した血管の内面の損傷を回避するために血管の内径に対してある程度の収縮が必要であるような単位により小さい伸張状態において特に有用である。

二重明が前述した実施態様に限定されるものではなく、前述の実態様が単に二重明を例示することを意図していることを月解すべきである。従つて、第19図および第20図に示したハウジングは、同心状にされた送りシリンダ63のかわりに、ばねをケーシング61の内外に移動することができる任意の好適な送り装置を収容するこ

とができる。考えられる代替としては、ばねの端部に固定して軸方向に移動させしめてばねの送りの完了後適用部位から器具を除去する前にハウジング61の中に戻るように回転せしめられる同心状に配置される送りローラまたは送りスクリーンを挙げることができる。

そのうえ、ばねの両端に於いて同時送りのためにばねの各端部に固定されたガイド部材を使用した第13A図および第13B図について記載した実施態様はばねの真中の位置が部材23Aを担持するために強固に留められるように設計することができる。

第22図に示した実施態様においては、ばねは細長い開口部79を備えたバンド形の材料78から構成されている。開口部79は例えば伸張により形成される。このようにして、ばねは椅子の形状に形成される。第1図のばねと同様に伸張させることができるばね78に代わって良好な安定性を示し、そして第18図に示した態様でのばねの傾斜が起るおそれをなくしている。バンドの刃さおよびバンドの階段状の段りの部分の端を折返して戻すことにより、良好な安定性と小さい直径から大きい直径までの高い伸張性とを組み合わせることができる。

開口部の伸張以外の別の態様により、第22図に示したばねと同様な良好な安定性を有するばねを製造することができる。従つて、第23図には、扁平なバンドのかわりに丸いワイヤから製造された椅子形のばねを示してある。この場合には、ばねは横方向要素82により2

本の支持した平行なワイヤ80および81を取りつけることにより椅子形部分を形成することにより製造される。この装置はまた2個のホーローのばね80および81からなる二重のばねと見做すこともできる。

前述したように、望まばねした器具の内腔部をある程度でワイヤリングする必要がある。第23図においては、このように装置を挿入した器具の中へ挿入する装置を示してある。この装置は第23図に示した特定のばねについて例示してあるが、この装置がすべての形式のコイルばねに適用可能であることに留意すべきである。

第23図のばねにある多孔性材料のストッキング95により閉鎖されている。ストッキング95は符号77で示したスナップ等により反方向に延びる棒または電線のワイヤ94に取りつけられている。ワイヤ94は次いで例えば血管壁、にかつたによる棒またはそれに類似の手段により好適な状態で例えば96においてばね80,81に取りつけられる。

この構成により、ばねは例えば血管中の移動におけるラプとして役目を果たすことができ、そして軸方向に延びるワイヤ94にストッキング95を固定したために、ストッキング95は全適用作期間中所定位置に固定されるので、血管の中への適用後、ストッキング95全体がばね80,81を閉鎖して血管中に人工組織を形成する。

ストッキング95は置換した位置での適用に関連して

ばねが伸張する際にばね材料に追従しようとする伸縮性の多孔性材料から製造すると好適である。従つて、ストッキング95は所望の伸縮性を有するトリコットの形式の任意の編まれたまたは編まれた材料またはある形式のフレイブ製品で構成することができる。これに代る材料は伸縮性のプラスティックフィルム、すなわち、例えばシリコーン樹脂の弾性体である。

第22図および第23図に示した実施態様は前述した実施態様に代わるものとして多孔性材料、例えば、第24図に例示した組織のためのキャリアとして使用することができる。

例えば第22図または第23図のばねのように設計された椅子形ばね83は多孔性材料84で覆われている。しかしながら、ばねの各図形部分の間に所望された密度を得るために、第23図の要素82に相当する椅子の横方向段部が段部85に構成されているという点で二重の支持ばねを若干変更してある。このようにして、ばねの各図形部分が相互に重なり合つて、所望の密度を得ることができる。第25図は第24図のばねの2組の隣接した各図形部分の軸方向移動力を拡大して示している。第25図から理解されるように、要素82はリ部86を備えている。このばねは多孔性組織84で覆われている。

第24図および第25図から明らかなように、たとえばねが軸方向に移動したとしてシリンダが与えられる。これはばねを伸張させるために例えば第17図による装

部を使用することが望ましかば重要である。図38および39の開口距離が一定であるので、これらの図38,39が相互に相対回転せしめられるときにばねのピッチが変更される。図24図および図25図の実施態様を使用することにより、横方向要素82が軸線方向に相互に移動する観点から、シーンを維持するとともに図38,39の回転によるピッチの変更が可能になる。例えば、ばねが第17図による装置にとりつけられて収縮状態にあるときにばねの巻回部分の直なり合いが比較的大きく、一方ばねの伸張状態の巻回部分の直なり合いが比較的小さくなるように図24図によるばねを設計することができる。

もしも例えば図24図、図25図によるばねの収縮状態ならびに伸張状態において同一ピッチを維持することが所望されるとすれば、これはばねが伸張されかつ収縮されるときに図38および39が互いに接近または互いに離れて軸線方向に移動するように第17図の装置を変更することにより行うことができる。このようにして、ピッチを比較的に一定に維持することができ、これに特に図22図ないし図25図の実施態様に於て重要である。

ある場合には、多孔性組織を棒状の装置の外周に取りつけるよりも寧ろバンド状材料の半通透性部分の形態に設計すると好適である。従つて、この場合には、図22図の開口部79は薄く形成されたバンド材料本体と重き

換えることができ、また薄く形成する際と同じ穿孔面が得られるように非常に細かい穴が形成される。また、この場合には、要素78が必要を固定を行う。

図24図による装置のさらに一つの利点は多孔性材料がばねの伸張に加算するために必ずしも弾性を有する必要がないことである。

図26図は本発明による装置の設計の一例を示している。全体を符号90で示した図26図に示す装置はばねの長さの大部分にわたつて一定の直径を有する慣用のばねとして設計され、一方その上部部91では減少した直径を有するように設計され、従つてばね90は負荷されていない状態で図26図に示した形態を有している。以下のばねの機能の説明を容易にするために、ばね90の下部の自由端部を符号92で示し、一方その上部の自由端部を符号93で示してある。

ばね90を収縮した位置に適用した場合のばねの収縮または伸張については、図26図に示したばねの機能は前述した実施態様のばねの機能と同じである。しかしながら、ばね90が直径減少部91を歩いている事実に見み、ばねを伸張させるために使用するべき器具のある程度の改良が望ましいかもしれない。例えば、図17図に示した器具は端部部分40を取り外ししてキャリヤ本体37を通して低圧の流体の内部に要素42aにばね90の上端自由端部93を収縮しかつ保持するように意図された横方向の溝を設けることにより図26図によるばね

3

に適用するように変更することができる。次いで、ばね90の他方の端部92は図17図に於いて記載した態様と同じ態様で端部部分41に接続されたキャリヤ本体37の他方の端部に保持することができ、その後前述した態様で図43,44を相互に相対回転させることによりばね90を収縮させることができる。

ばね90が収縮状態にあるとき、ばね90を血管内部の所望の位置に、例えば、狭窄を防止する目的のために下大静脈に適用することができる。血管を拡張する目的のために血管の内部に適用されるように意図された以前から知られているフィルム装置にかかる装置がポイントまたはフックまたはそれと他の手段により血管中に恒久的に取りつけられそれにより位置の修正またはフィルムの取外しが不可能であるという不都合を持つている。かかる装置の一例が米国特許第3540431号明細書に記載されている。

しかしながら、図23図に例示されているような本発明による装置を使用することにより、これらの欠陥を補正することができるように、本質的な利点がもたらされる。この本質的な利点の中には下記事項が含まれている。

1. 拡張機能を有するばねが血管の内側に内腔を拡張しないように結合させることにより自動的に取りつけられる。
2. ばねの位置を修正できそしてばねを取り外すことが可能である。

4

3. この装置が血管の断面を通しての血液の流れを保持しか減少させない。

4. 装置の血管内での適用が先行技術の装置の適用よりも可成り簡単である。

収縮した血液の流量によるばね90の直径減少部91の閉塞を防止するためには、ばねの直径減少部分の開口を開口部分の開口距離は約3mmである。このような距離を使用することにより、より大きい血液の通過が促進され、一方の直径減少部の過剰な閉塞が回避される。

図26図の実施態様について、そして本発明の装置のばねのその他の実施態様については、例えば血管中に挿入されかつ適用されたばねは下記の態様で取り外すことができる。血管に於ては試験された直径の可換性チューブがばね90の端部92またはさらにその他の方の端部93まで挿入され、その後ばねの端部は保持材料により好適な位置に保持され、その結果、ばねをチューブを通して周囲の組織を損傷しないように引込めることができる。この手法はばねが血管中で正しくない位置を占めるかまたは正しくない位置に到達した場合に好適に使用することができる。

図27図は損傷した器管の内腔を多孔性組織で内張りすることができる図24図または図25図による装置の実施態様を示している。この実施態様は図22図および図23図に例示した形式のばねを備えており、そしてこの図の符号は図23図に使用した符号と同じである。

第27図によれば、二重ばね80~82がばねの全長にわたってばねの両側の両端部分を接続する多孔性組織のストッキング83により包われている。ストッキング83はばねの外周に傾向きに並びそれにより第27図から明らかなようにばねの両端を両部分の内側が重なり自わされている。また、この場合には、もしもばねが軸線方向に移動され、例えばばねを伸張させるために第17図による装置が使用されれば、スローが得られる。

その他の点については、本発明による装置は単独または任意の組合わせによる下記の特徴を包含している。

- 前記のその他の状態(第2図、第4図)がコイルばね1,56の負荷されている状態に実質的に等しいこと。
- シャフト42aおよびスリーブ42bがコイルばね56に圧入可能に挿入されていること。
- 軸線方向に延びるガイドバー23がばねの両端に位置され、ガイドバー23上には少なくとも1個のガイド面材が固定しうるように配置され、そしてガイドバー23を通してばね材料をばねの収縮または伸張に関連して軸線方向に移動させることができること。
- 固定ガイド部材22がばねの両端所定長にわたって分布されそして軸線方向に延びる支持部材23上のばねの両端に配置され、ばね材料21がばねの伸張または収縮と関連して前記固定ガイド部材を通して軸線方向に移動すること。

図

- 送り部材がカセットハウジング61の中に偏心して配置された送りシリンダ63と、両端部がカセットハウジング61の内側部と結合するシリンダ63とからなっていること。
- 内記でばね52が回転しうるカセットハウジング61の内側に台形ねじが形成されていること。
- 送りシリンダ63がその外周に例えばゴムまたはプラスチックの摩擦コーティング64を備えていること。
- 延長いキヤリヤ本体56のまわりにばね52が配置され、そしてキヤリヤ本体56の一端部はばねの一端部が取り付けられ、マガジン部分58が外周部に関連しスリーブ59を囲持するばねにより両端されたキヤリヤ本体の両方の端部から延び、両端スリーブ59の両方の端部にはばねが収縮しうるように取り付けられ、そして両端スリーブ59をキヤリヤ本体56に対して回転せよかつ軸線方向に位置させるための装置を設けていること。
- ストッキング73が多孔性組織の伸縮性によりばねの伸張と関連するばねの直径に適応できること。
- ストッキング73が重なり合う折曲部分75,76によりばねの伸張と関連するばねの直径に適応できること。
- ストッキング73が例えば糸で縫うことによりばね21に対して取り付けられること。

本発明の請求において、「コイルばね」なる用語は、慣用の形式のつるばねをさしている。しかしながら、

- キヤリヤ57の端部またはその部分40,41が中央部分47に対して軸線方向に位置可能でありそれにより中央部分47とそれぞれの端部部分40,41との間の隙間46,48の中にばねの端部58,59を収容しうるように取りつけることができること。
- 端部部分40,41の少なくとも一方の部分が両端ケーブル42の自由端部に位置された部材44により軸線方向に位置可能であること。
- 軸線方向に延びる支持部材23aがばね21の両端に延び、支持部材23aにばね21の一端部21aが取り付けられ、そしてばね21の他方の端部21bには固定ガイド部材22aが設けられ、固定ガイド部材22aを通してばね材料がばね21の収縮または伸張に関連して移動できるようになっていること。
- 軸線方向に延びる支持部材がばねの両端に位置され、該支持部材の両端に固定ガイド装置が位置され、前記固定ガイド装置を通してばねの材料がばねの伸張に関連して移動できるようになっていること。
- 延長いキヤリヤ本体56のまわりにばね52が配置され、キヤリヤ本体56の一方の端部には円筒形カセットハウジング61と該カセットハウジング61の中に回転しうるように配置された送り部材63とを備えたカセットマガジンが配置され、送り部材63を一方向または他方方向に回転させることによりばねを伸張させるために移動することができること。

図

本発明の装置に使用されるは必ずしも一定の直径または一定のピッチを有する必要はない。しかしながら、一般的な形状はつるばねの形状である。

本発明はまた、いわゆる血液透析が行われるある装置にも有用である。この操作では、針またはカニューレが患者の腕に挿入されてそれにより患者の血液が体外から抽出され、透析装置の中で透析液患者の体に戻される。人工透析は少なくとも週に一回繰り返して行わなければならないので、患者の血管について問題が生ずる。この問題は例えば患者の腕の動脈と静脈との間に恒久的な連絡部分を形成するいわゆるバイパスを形成することにより解決することができる。この連絡部分は例えば人工血管(prosthesis)またはいわゆる「ツルコグラフト(turkograft)」であるよからば取りつけた静脈で形成することができる。かかるバイパスを使用する利点は動脈からの高い血圧が連絡静脈が連絡動脈を拡張してカニューレの挿入時に容易に接近可能にすることである。そのうえ、連絡部分を交換する前に多数の透析を行うことができる。連絡血管は通常皮下に配置され、そして特許により動脈および静脈に取りつけられる。

しかしながら、従来使用されてきた連絡部分はある問題を生じている。操作中に人工血管が皮下から抜き出されたときに該人工血管を折り曲げて閉塞することができる。人工透析用カニューレが嵌め込まれた後、連絡人工血管を圧縮して多量の血液の損失を防止しなければならな

い。そのとき、人工静脈を容易につぶすことができ、その後の血圧の調節を容易にすることができ、また、接続部分が静脈に取りつけられる場合にいわゆる脱臼が起ることが判明した。

上記接続時管または人工血管に係わる不利点を下記方法により本発明の装置を使用することによりなくすることができるとが今や判明した。

前述の直径および好適な巻回数をもつコイルが例えば第17図に例示したような本発明による器具に取りつけられる。第17図では、ばねが収縮した状態にある。

例えばツェンコグラフィのような人工血管の一部が静脈のメカニズムにより患者の静脈に取りつけられる。然して、ばねを含む本発明による装置がグラフィの中に入れられそれにより装置の外装が静脈のメカニズムととも静脈の内腔に於て2つの位置に到達する。然して、ばねが人工血管の内腔で伸張せしめられ、そして器具から解放される。その後、器具は人工血管から取り除かれる。

皮下の送り込みにより、グラフィの自由な部分が静脈の内腔まで送られて静脈に取りつけられる。

上記装置が大きい利点を有していることが判明した。

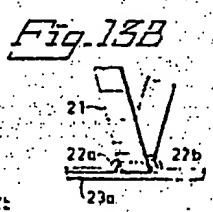
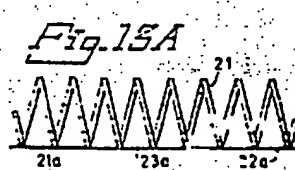
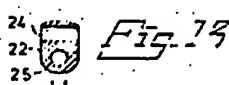
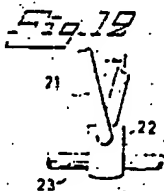
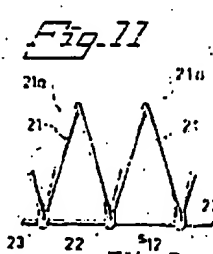
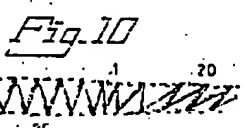
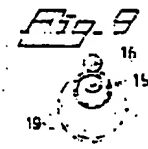
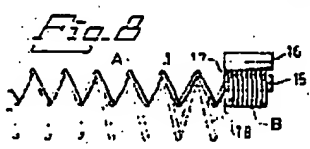
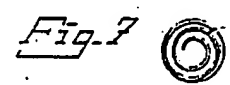
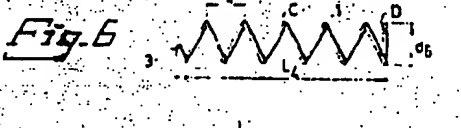
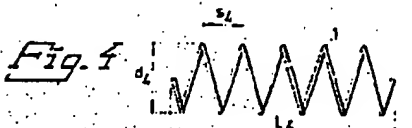
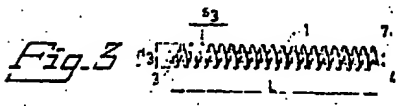
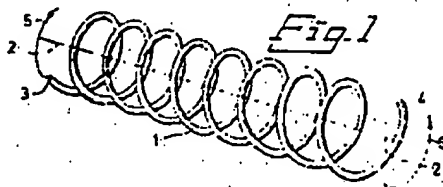
1. グラフィが移植されたときにばねの作用のためにつぶれないこと。
2. 接続時管、すなわち、人工血管は血圧の増大を容易

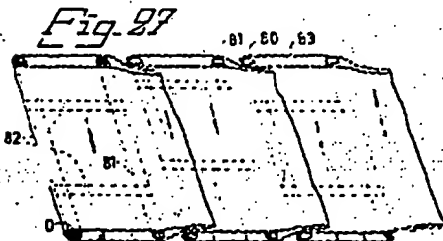
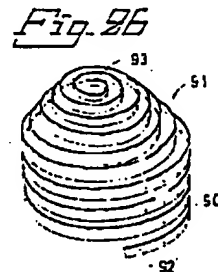
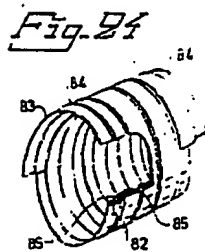
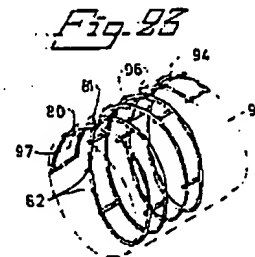
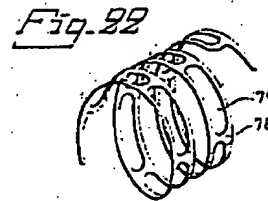
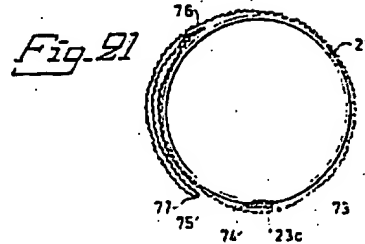
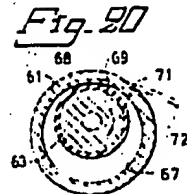
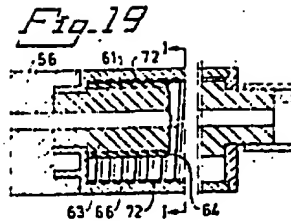
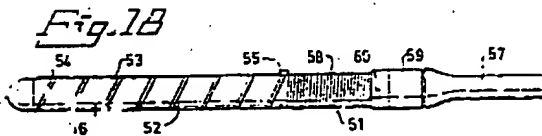
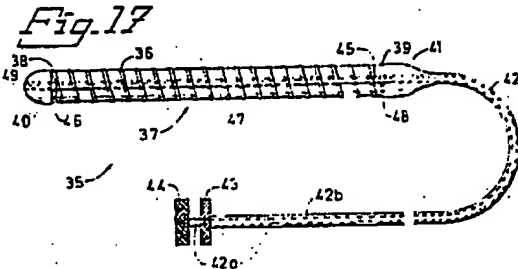
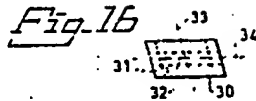
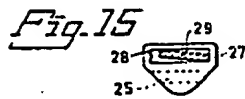
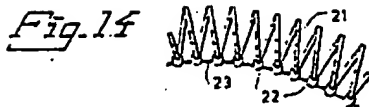
させるためにカニューレの除去後に安全に圧縮または締めつけることができ、またこの時管はばねの作用によりその最大直径に自由に反ること。

3. 皮下の人工血管を見つけることが容易であり、このため時管の穴明けが容易である。
4. 静脈に狭窄が形成されるかそれが減少することが判明した。常用の技術を使用する場合には、狭窄が生ずるために、接続部位を少くとも半回変更しそして別の位置に移さなければならぬこと。

上述したような本発明の適用に加えて、本発明の装置を使用することができるその他の利点を述べる。現在、動物、例えば、大に於ける試験を行うことは困難であり、その中には長期間の試験の必要を研究するために例えば1日に数回薬剤を注入することが望ましい。かかる試験はさかんに動作が急速に狭窄を生じやすいことから今まで実行できなかった。

上述した装置を使用することにより、例えば、大に対して単一の恒久的な接続部分により長期試験を行うことができる。



[illegible]

31